



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Patentschrift
10 DE 198 59 501 C 1

51 Int. Cl. 7:
G 01 R 33/421

21 Aktenzeichen: 198 59 501.8-42
22 Anmeldetag: 22. 12. 1998
43 Offenlegungstag: -
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 15. 6. 2000

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Weissenberger, Volker, Dr., 91096 Möhrendorf, DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 195 11 791 C1
DE 43 25 031 C1
DE 43 13 392 A1
US 49 10 460
EP 02 28 056 A2

BOESCH, CH., GRUETTER, R., MARTIN, E.:

"Temporal

and Spatial Analysis of Fields Generated by Eddy
Currents in Superconducting Magnets:

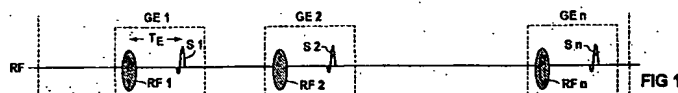
Optimization

of Corrections and Quantitative Characterization
of Magnet/Gradient Systems", In: Magnetic
Resonance in Medicine, Vol.20, 1991, S. 268-284;

54 Verfahren zur Erfassung von Wirbelströmen, die durch geschaltete Magnetfeldgradienten eines
Kernspinresonanzgerätes verursacht werden und die Kreuzterme enthalten

57 Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Erfassung
von Wirbelströmen, die durch geschaltete Magnetfeld-
gradienten verursacht werden und die Kreuzterme ent-
halten, können aus der selektierten Schicht innerhalb kur-
zer Zeit zumindest die Kreuzterme bestimmt werden, wo-
bei das Verfahren folgende aufeinanderfolgende Schritte
umfaßt:

- a) Ein räumlich ausgedehntes Phantom wird in den Unter-
suchungsbereich des Kernspinresonanzgerätes gebracht,
- b) ein Meßgradientenpuls (GM), der eine vorgebbare
Pulsbreite (t_G) aufweist, wird eingeschaltet,
- c) nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses (GM)
werden wenigstens zwei, im Abstand (t_1, t_2, t_n) aufein-
anderfolgende Bildgebungssequenz-Blöcke generiert, aus
deren bildgebenden Signalen ein zumindest zweidimen-
sionaler komplexer Datensatz erzeugt wird, wobei die
Phaseninformation ($\phi_i(x, y)$) proportional zur Magnetfeld-
stärke ($B(x, y, t)$) ist.



DE 198 59 501 C 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erfassung von Wirbelströmen, die durch geschaltete Magnetfeldgradienten eines Kernspinresonanzgerätes verursacht werden und die Kreuzterme enthalten.

Ein Verfahren zur Kompensation von durch Gradienten verursachte Wirbelströme bei Kernspinresonanzgeräten ist in der DE 43 13 392 A1 beschrieben. Die Gradienten dienen dazu, einen Magnetfeldgradienten zu erzeugen. Dieser Magnetfeldgradient ist notwendig, um eine Ortsauflösung der Kernresonanzsignale in der Kernspintomographie zu erzeugen. Hierzu wird einem homogenen, statischen Grundfeld in der Größenordnung von 1 Tesla dieser Magnetfeldgradient überlagert. Zur Ortsauflösung in drei Dimensionen müssen Magnetfeldgradienten in drei, vorzugsweise senkrecht aufeinanderstehenden Richtungen erzeugt werden. Durch Gradientenspulen für die Erzeugung eines Magnetfeldgradienten Gy in Y-Richtung wird innerhalb eines kugelförmigen Untersuchungsvolumens ein weitgehend konstanter Magnetfeldgradient Gy in Y-Richtung erzeugt. Die Gradientenspulen für die X-Magnetfeldgradienten sind identisch zu den Gradientenspulen für den Y-Magnetfeldgradienten aufgebaut und lediglich um 90° in azimuthaler Richtung verdreht. Die Gradientenspulen für den Magnetfeldgradienten in Z-Richtung sind ringförmig ausgeführt und symmetrisch zum Mittelpunkt des Untersuchungsvolumens angeordnet, wobei die beiden Einzelspulen in entgegengesetzter Richtung stromdurchflossen sind und dadurch einen Magnetfeldgradienten in Z-Richtung erzeugen.

Die erforderlichen Magnetfeldgradienten müssen steile Anstiegs- und Abfallflanken aufweisen und während der Einschaltdauer möglichst konstant sein. Durch die steilen Anstiegs- und Abfallflanken werden jedoch in metallischen Teilen des Kernspinresonanzgerätes, insbesondere im Innenrohr des den Untersuchungsraum umgebenden Kryostaten Wirbelströme induziert, die wiederum Magnetfelder erzeugen, die dem Magnetfeldgradienten entgegengerichtet sind. Dies führt zu einer Abrundung der Ecken der gewünschten Rechteckimpulse und zu einem nach Abschalten der Magnetfeldgradienten abklingenden parasitären Magnetfeld.

Der Verlauf von den Wirbelströmen verursachten Magnetfelder $B(t)$ läßt sich wie folgt darstellen:

$$B(t) = B_0(t) + G_x(t)x + G_y(t)y + G_z(t)z + 0(t, x^2, y^2, z^2),$$

wobei $B_0(t)$ der ortsunabhängige Term nullter Ordnung, G_x , G_y , G_z die Terme erster Ordnung und $0(t, x^2, y^2, z^2)$ der Term zweiter Ordnung ist.

Dabei dominieren die Terme G_x , G_y , G_z erster Ordnung. Nur diese können bei den bisher bekannten Wirbelstromkompensationen kompensiert werden und müssen genau gemessen werden. Die Terme höherer Ordnung, insbesondere der dritten Ordnung, können mit den bisher bekannten Verfahren nicht kompensiert werden und sind nur für größere Abstände vom Zentrum bedeutend. Der ortsunabhängige Term erster Ordnung $B_0(t)$ ist im allgemeinen klein und kann z. B. von der unsymmetrischen Anordnung der Gradientenspule im Magneten oder von anderen Effekten, die die Symmetrie stören, herrühren. Zur Bestimmung der Terme nullter und erster Ordnung reicht es aus, das von den Wirbelströmen herrührende Magnetfeld für jede Richtung x , y , z an zwei in der jeweiligen Richtung räumlich getrennten Punkten zu messen.

Bei dem Verfahren gemäß der DE 43 13 392 A1 wird hierzu ein räumlich ausgedehntes Phantom, wie es bei Kernspintomographen auch für andere Test- und Einstellzwecke verwendet wird, in den Untersuchungsraum eingebracht und mit einem schichtselektiven MR-Verfahren gemessen. Mit dem Verfahren gemäß der DE 43 13 392 A1 kann eine Wirbelstromkompensation ohne spezielle Einrichtungen, wie Meßsonden und Halterungen durchgeführt und überprüft werden. Die Handhabung des Verfahrens ist einfach, da das Phantom für die Messung nicht bewegt werden muß. Weiterhin kann auf einfache Weise festgestellt werden, ob zusätzliche Einbauten, wie z. B. eine Oberflächenspule zu zusätzlichen Wirbelströmen führen. Das Verfahren gemäß der DE 43 13 392 A1 ist jedoch nicht in der Lage, die Terme höherer Ordnungen zu bestimmen.

Weiterhin ist in der EP 0 228 056 A2 ein Verfahren beschrieben, bei dem der Magnetfeldverlauf durch die in einer Probe induzierten Kernresonanzsignale gemessen wird. Da die Messung des Magnetfeldes an mindestens zwei Stellen des Untersuchungsraumes erforderlich ist, muß für jeden Meßzyklus die Probe zwischen zwei Meßpositionen hin- und hergewechselt werden. Zur Bestimmung von Wirbelströmen höherer Ordnung müßte die Probe an vielen Meßpositionen platziert werden, was sehr aufwendig wäre.

In der DE 43 25 031 C1 und in der US 4,910,460 werden die Wirbelströme mit einem ausgedehnten Phantom mit schichtselektiver MR-Bildgebung gemessen. Die dort beschriebenen Verfahren liefern nur eine räumliche Information, jedoch keine zeitliche Information über die Wirbelstromverteilung. Damit erlauben diese Verfahren nur die bildliche Darstellung der räumlichen Wirbelstromverteilung und eignen sich nicht zur quantitativen Bestimmung der Amplituden in Zeitkonstanten der Wirbelströme, die jedoch zur Kompensation der Wirbelströme nötig wäre.

Ferner wird in dem Aufsatz von Ch. Boesch et al. "Temporal and Spatial Analysis of Fields Generated by Eddy Currents in Superconducting Magnets: Optimization of Corrections and Quantitative Characterization of Magnet/Gradient Systems" in der Zeitschrift "Magnetic Resonance in Medicine", 20, Seiten 268 bis 284 (1991), ein Verfahren beschrieben, das sich zur quantitativen Bestimmung von Wirbelströmen höherer Ordnung eignet. Ähnlich wie bei den Verfahren gemäß der DE 43 25 031 C1 und der US 4,910,460 werden Wirbelströme bildlich dargestellt, indem auf einen Gradientenpuls eine Bildgebungssequenz folgt, die ein stimuliertes Echo erzeugt, dessen Phasenlage proportional zu den Wirbelströmen ist. Durch Messen in verschiedenen zeitlichen Abständen nach dem Gradientenpuls läßt sich dabei aber auch noch die zeitliche Entwicklung der Wirbelströme messen. Der Nachteil des Verfahrens ist die lange Dauer der Bildgebungssequenz von ca. fünf Sekunden pro Fourierzeile und Zeitabstand nach dem Gradientenpuls, wodurch sich eine Meßzeit von mindestens 10 Minuten ergibt. Da die Sequenz in mehreren Schritten und mit allen drei Gradienten zu wiederholen ist, ergeben sich Gesamtmeßzeiten von weit über einer Stunde. Dies ist für ein Verfahren, das routinemäßig zur Kompensation eingesetzt werden soll, wesentlich zu lange.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Erfassung von Wirbelströmen derart auszugestalten, daß in der selektierten Schicht innerhalb kurzer Zeit zumindest die Kreuzterme des Wirbelstromes bestimmt wer-

den können.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren nach Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sind jeweils Gegenstand von weiteren Ansprüchen.

Das Verfahren nach Anspruch 1 umfaßt folgende aufeinanderfolgende Schritte:

- a) Ein räumlich ausgedehntes Phantom wird in den Untersuchungsbereich des Kernspinresonanzgerätes gebracht,
- b) ein Meßgradientenpuls (GM), der eine vorgebbare Pulsbreite (t_G) aufweist, wird eingeschaltet,
- c) nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses (GM) werden wenigstens zwei, im Abstand (t_1, t_2, t_n) aufeinanderfolgende Bildgebungssequenz-Blöcke generiert, aus deren bildgebenden Signalen ein zumindest zweidimensionaler komplexer Datensatz erzeugt wird, wobei die Phaseninformation ($\phi_i(x, y)$) proportional zur Magnetfeldstärke ($B(x, y, t)$) ist.

Das Verfahren gemäß Anspruch 1 liefert innerhalb einer selektierten Schicht neben einer zweidimensionalen Ortsinformation auch eine zeitliche Information über die Verteilung der Wirbelströme. Damit können auf einfache und schnelle Weise zumindest die Kreuzterme der Wirbelströme zuverlässig bestimmt werden.

Die einfachste Möglichkeit der Erfassung von Wirbelströmen bietet ein Verfahren gemäß Anspruch 2, das folgende weitere Merkmale umfaßt:

- c) Als Bildgebungssequenz-Blöcke dienen wenigstens zwei Gradientenecho-Blöcke, die nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses (GM) erzeugt werden und im Abstand (t_1, t_2, t_n) aufeinander folgen, wobei in jedem Gradientenecho-Block
 - c1) unter Einwirkung eines Schichtselektions-Gradientenpulses (GS1, GS2, GS_n) ein erster schichtselektiver HF-Puls (RF1, RF2, RF_n) eingestrahlt wird und
 - c2) das dadurch erzeugte, als bildgebendes Signal dienende Gradientenecho (S1, S2, S_n) während der Abklingzeit des durch den Meßgradientenpuls (GM) verursachten Wirbelstromes (I_E) erfaßt wird, wobei
 - c3) jedem Gradientenecho (S1, S2, S_n) ein Phasenkodiergradient (GP1, GP2, GP_n) vorangestellt wird,
 - c4) das Gradientenecho (S1, S2, S_n) wird unter einem Auslesegradienten (GR1, GR2, GR_n) in einer zum Phasenkodiergradienten (GP1, GP2, GP_n) senkrechten Richtung ausgelesen,
- d) die Schritte b) und c) werden mit einem weiterschalteten Phasenkodiergradienten (GP1, GP2, GP_n) wiederholt.

Bei dem Verfahren nach Anspruch 2 sind als Bildgebungssequenz-Blöcke also wenigstens zwei Gradientenecho-Blöcke vorgesehen. Auch dieses Verfahren liefert innerhalb einer selektierten Schicht neben einer zweidimensionalen Ortsinformation zusätzlich eine zeitliche Information über die Verteilung der Wirbelströme, so daß auch bei dieser vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens auf einfache und schnelle Weise zumindest die Kreuzterme der Wirbelströme zuverlässig bestimmt werden können.

Bei einem Verfahren gemäß Anspruch 3 werden die Schritte b) und c) des Verfahrens nach Anspruch 1 mit wenigstens einer anderen Lage der selektierten Schicht wiederholt. Bei einem Verfahren nach Anspruch 4 werden die Schritte b) bis d) des Verfahrens nach Anspruch 2 mit wenigstens einer anderen Lage der selektierten Schicht wiederholt. Dadurch erhält man bei beiden Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens zusätzlich zur zeitlichen Information über den Verlauf der Wirbelströme auch eine dreidimensionale Ortsinformation. Aufgrund der nunmehr räumlichen und zeitlichen Information über die Wirbelstromverteilung können zusätzlich zu den Kreuztermen auch die Terme höherer Ordnung bestimmt werden. Da diese Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens eine wesentlich schnellere Erfassung von Wirbelströmen zuläßt, die durch geschaltete Magnetfeldgradienten verursacht werden und die Kreuzterme und Terme höherer Ordnung enthalten, sind insbesondere die Verfahren gemäß Anspruch 3 oder 4 als Routineverfahren einsetzbar.

Ist bei einer Messung von wenigstens zwei selektierten Schichten eine Erfassung von Wirbelströmen höherer als erster Ordnung ohne Meßzeitverlängerung gewünscht, dann kann z. B. ein Verfahren gemäß Anspruch 7 angewandt werden, bei dem die Gradientenecho-Blöcke der verschiedenen Schichten ineinander verschachtelt sind.

Vorteilhafte Verfahren zur Berechnung zweidimensionaler Bilder aus den erfaßten Wirbelströmen sind in den Ansprüchen 8 und 9 beschrieben.

Der Anspruch 11 beschreibt ein bevorzugtes Verfahren zur Berechnung der nicht-linearen Wirbelstromanteile.

Wie diese nicht-linearen Wirbelstromanteile beispielsweise zu kompensieren sind, ist in Anspruch 12 angegeben.

Ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nun unter Hinweis auf die schematische Zeichnung nachfolgend beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 schichtselektive HF-Pulse RF,

Fig. 2 den Verlauf von Schichtselektions-Gradientenpulsen GS,

Fig. 3 den Verlauf der Auslesegradienten GR,

Fig. 4 den Verlauf der Phasenkodiergradienten GP,

Fig. 5 den Verlauf des Wirbelstromes I_E .

Bei dem in den Fig. 1 bis 5 beschriebenen Verfahren zur Erfassung von Wirbelströmen, die durch geschaltete Magnetfeldgradienten eines Kernspinresonanzgerätes verursacht werden und die Kreuzterme und Terme höherer Ordnung enthalten, wird zunächst ein räumlich ausgedehntes Phantom, z. B. ein Kugelphantom mit 240 mm Durchmesser, in den Untersuchungsbereich des Kernspinresonanzgerätes gebracht. Anschließend wird ein Meßgradientenpuls GM für eine längere Zeit, z. B. für ein bis zwei Sekunden, eingeschaltet. Der Meßgradientenpuls GM weist eine vorgebbare Pulsbreite t_G auf. Die Pulsbreite t_G des Meßgradientenpulses GM ist dabei vorzugsweise länger als die zu untersuchende Wirbelstromzeitkonstante.

Nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses GM werden wenigstens zwei, im Abstand t_1, t_2 bis t_n aufeinanderfol-

gende Gradientenecho-Blocke GE1, GE2 bis GEN erzeugt. Der Abstand t_n des letzten Gradientenecho-Blocks GEN ist dabei vorzugsweise so groß, daß alle Wirbelströme IE des Meßgradienten GM weitgehend abgeklungen sind (z. B. ein bis fünf Sekunden).

- In jedem Gradientenecho-Block GE1, GE2 bis GEN wird unter Einwirkung eines Schichtselektions-Gradientenpulses GS1, GS2 bis GS_n ein erster schichtselektiver HF-Puls RF1, RF2 bis RF_n eingestrahlt. Durch die Einwirkung des Schichtselektions-Gradientenpulses GS1, GS2 bis GS_n gemäß Fig. 2 wird die Anregung auf eine Schicht des Phantoms beschränkt. Anschließend wird durch einen Rephasiergradienten GS⁻ in negativer Richtung die vom Schichtselektionsgradienten GS1, GS2 bis GS_n verursachte Dephasierung des Kernspins rückgängig gemacht.

- Das durch die Einstrahlung des ersten schichtselektiven HF-Pulses RF1, RF2 bis RF_n erzeugte Gradientenecho S1, S2 bis Sn dient als bildgebendes Signal und wird während der Abklingzeit des durch den Meßgradientenpuls GM verursachten Wirbelstromes I_E erfaßt.

- Zur phasenempfindlichen Abtastung der Gradientenechos S1, S2 bis Sn wird jedem Gradientenecho S1, S2 bis Sn ein Phasencodiergradient GP1, GP2 bis GP_n vorangestellt. Zeitgleich zum Phasencodiergradienten GP1, GP2 bis GP_n wird bei der in den Fig. 1 bis Fig. 5 beschriebenen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ein Dephasiergradient GD eingeschaltet, um die durch den Rephasiergradienten GS⁻ verursachte Dephasierung der Kernspins rückgängig zu machen.

Das Gradientenecho S1, S2 bis Sn wird unter einem Auslesegradienten GR1, GR2 bis GR_n in einer zum Phasencodiergradienten GP1, GP2 bis GP_n senkrechten Richtung ausgelesen.

- Die Abfolge Meßgradientenpuls GM und n Gradientenecho-Blöcke GE1, GE2 bis GEN wird mit einer Repetitionszeit T_R wiederholt, wobei der Phasencodiergradient GP1, GP2 bis GP_n weitergeschaltet wird.

Aus den ermittelten Gradientenechos S1, S2 bis Sn wird eine der Anzahl n der Gradientenecho-Blöcke GE1, GE2 bis GEN entsprechenden Anzahl von zweidimensionalen Datensätzen i ermittelt, die nach einer zweidimensionalen Fourier-Transformation die entsprechende Anzahl n komplexer zweidimensionaler Bilder des Phantoms liefern.

- Alle komplexen Datensätze i werden zu den Zeitpunkten t_i mit einem Referenz-Datensatz derart phasenkorrigiert, daß daraus Phasenbilder berechenbar sind, die den zeitlichen Abfall der Wirbelströme I_E zu den Zeitpunkten t_i darstellen. Als Referenz-Datensatz wird vorzugsweise ein Datensatz gewählt, bei dem die Wirbelströme weitgehend abgeklungen sind.

Für jeden Datensatz i mit den Koordinaten (x, y) ist die Phasenlage $\varphi_i(x, y)$ für jeden Pixel gegeben durch die folgende Gleichung:

$$\varphi_i(x, y) = \gamma \int_{t_i}^{t_i + T_E} B(x, y, t) dt + \varphi_0(x, y)$$

- Die Phase $\varphi_i(x, y)$ ist also proportional zum Integral über das Magnetfeld B zwischen dem schichtselektiven Hochfrequenz-Anregungspuls RF1, RF2 bis RF_n und dem Gradientenecho S1, S2 bis Sn zuzüglich einem konstanten Phasenfehler $\varphi_0(x, y)$, wobei der Proportionalitätsfaktor γ die gyromagnetische Konstante ist.

- Das Magnetfeld B besteht aus der zeitlich konstanten Feldverteilung B₀, dem zeitlich veränderlichen Wirbelstromfeld B_M, das vom Meßgradienten GM erzeugt wird, und dem Wirbelstromfeld B_S, das von dem Gradientenecho-Block GE1, GE2 bis GEN selber erzeugt wird:

$$B(x, y, t) = B_0(x, y) + B_M(x, y, t) + B_S(x, y, t)$$

- Für die Phasenlage $\varphi_i(x, y)$ eines jeden Pixels des Datensatzes i mit den Koordinaten (x, y) erhält man dann:

$$\varphi_i(x, y) = \gamma(B_0(x, y) + B_M(x, y, t_i))T_E + \varphi_0 + \varphi_S(x, y)$$

- Für die zeitlich konstante Feldverteilung B₀ und das zeitlich veränderliche Wirbelstromfeld B_M wurde das Integral unter der Annahme berechnet, daß der Wirbelstrom IE des Meßgradientenpulses GM während der Echozeit T_E konstant ist. Der Phasenanteil φ_S , der durch die Wirbelströme des Gradientenecho-Blockes GE1, GE2 bis GEN selbst entsteht, ist für alle Gradientenecho-Blöcke gleich. Verwendet man nun das n-te Gradientenecho GEN zur Phasenkorrektur aller anderen, so bleiben nur noch die Wirbelstromfelder B_S des Meßgradientenpulses GM:

$$\varphi_i(x, y) - \varphi_n(x, y) = \gamma B_M(x, y, t_i)T_E - \gamma B_M(x, y, t_n)T_E \approx \gamma B_M(x, y, t_i)T_E$$

Wenn die Zeit t_n groß ist gegenüber der Zeitkonstanten des Wirbelstromes I_E, dann ist die Phasendifferenz $\Delta\varphi_i$ proportional zum Wirbelstrom I_E zum Zeitpunkt t_i.

- Um nun Wirbelstrom-Bilder zu den Zeitpunkten t_i zu erhalten, wird jedes komplexe zweidimensionale Bild mit dem Datensatz zum Zeitpunkt t_n phasenkorrigiert. Daraus können dann Phasenbilder berechnet werden, die den zeitlichen Abfall der Wirbelströme zu den Zeitpunkten t₁ bis t_{n-1} darstellen.

Die nicht-linearen Anteile der auftretenden Wirbelströme I_E können nun aus einer Entwicklung der Feldverteilung nach Kugelfunktionen berechnet werden. Da die Phasenbilder Phasensprünge aufweisen können, ist im allgemeinen kein direkter Daten-Fit an die Phasendaten möglich.

- Eine Art der Auswertung besteht darin, die Phasensprünge in bekannter Weise aus dem Datensatz herauszurechnen und dann eine Entwicklung nach Kugelfunktionen anzufitten.

Eine alternative Methode ist in der DE 195 11 791 C1 beschrieben. Bei diesen Verfahren werden die Phasendifferenzen benachbarter Pixel eines Datensatzes berechnet und die räumlichen Ableitungen der Kugelfunktionen mit einer Fit-Methode gebildet.

Beide Verfahren liefern dann die Koeffizienten der Kugelfunktionen zu den Zeitpunkten t_i . Durch einen Fit von zeitlich abfallenden e-Funktionen $a \cdot e^{-t/T}$ an die Koeffizienten erhält man für jeden Koeffizienten eine Amplitude und eine Zeitkonstante.

Hat man die nicht-linearen Wirbelstromanteile berechnet, dann können diese auch kompensiert werden. Vorzugsweise geschieht dies durch eine Filterung der in einem Gradientenkanal erzeugten Gradientenpulse, wodurch die Amplituden und die Zeitkonstanten dieser nicht-linearen Wirbelströme kompensiert werden. Als Ergebnis der Filterung steht ein Kompensationspuls zur Verfügung, der auf die beiden anderen Gradientenkanäle und/oder auf Shimspulen des Kernspinresonanzgerätes gegeben wird.

Kreuzterme des Wirbelstromes lassen sich durch Kugelfunktionen erster Ordnung beschreiben. So erzeugt z. B. der x-Gradient einen A10-Wirbelstrom, der einem z-Gradienten entspricht. Wie in der Literatur beschrieben, lassen sich solche Terme durch einen Gegenpuls des entsprechenden Gradienten (im Beispiel ist dies der z-Gradient) kompensieren.

Die Terme höherer Ordnung im Wirbelstrom lassen sich durch Pulsen der Shimspulen des Kernspinresonanzgerätes kompensieren. In der Praxis kann man sich hierzu auf die Terme zweiter und dritter Ordnung beschränken, da höhere Ordnungen nur noch kleine Wirbelstromfelder verursachen.

Bei einem Kernspinresonanzgerät mit einem supraleitenden Magneten dominieren die Wirbelströme in den Kälteschilden mit Zeitkonstanten von 300 bis 500 ms. Das heißt, der Meßgradientenpuls GM sollte eine Länge von beispielsweise zwei Sekunden haben und der Abstand t_n des Gradientenecho-Blockes GEn vom Meßgradientenpuls GM sollte bei drei Sekunden liegen. Damit ergibt sich für die Repetitionszeit T_R ein Wert von fünf Sekunden. Wenn nur eine Zeitkonstante zu bestimmen ist, genügen vier bis acht Datensätze i . Da das Phasenbild nur eine geringe Variation aufweist, genügt eine Matrix von 16×16 , wodurch eine Meßzeit von 80 Sekunden benötigt wird.

Um Wirbelströme bis zur zweiten Ordnung zu bestimmen, genügt die Messung nur einer selektierten Schicht nicht, sondern man muß wenigstens eine weitere selektierte Schicht messen. Die beiden selektierten Schichten weisen z. B. eine Schichtverschiebung von ± 50 mm auf.

Um eine Meßzeitverlängerung zu vermeiden, sollten die Gradientenecho-Blöcke ineinander verschachtelt sein. Die Verschachtelung der Gradientenecho-Blöcke wird dadurch erreicht, daß z. B. zunächst das Echo 1 von Schicht 1, dann das Echo 1 von Schicht 2, dann Echo 2 von Schicht 1, dann Echo 2 von Schicht 2 usw. gemessen wird.

Im Rahmen der Erfindung sind weitere Varianten denkbar. So kann z. B. eine dreidimensionale Messung (zeitliche Information und dreidimensionale Ortsinformation über den Verlauf der Wirbelströme) mit einem zusätzlichen Phasenkodiergradienten in Selektionsrichtung erreicht werden.

Weiterhin ist es möglich, die Phasenkorrektur nicht mit dem letzten Gradientenecho S_n durchzuführen, sondern mit einer zusätzlichen Messung, bei der der Meßgradient GM eine andere Stärke hat, wie z. B. 0 oder invertiert (negativer Meßgradientenpuls).

Weiterhin braucht der Meßgradientenpuls GM nicht zwingend der Schichtselektions-Gradientenpuls GS sein. Der Meßgradientenpuls GM kann im Rahmen der Erfindung auch eine beliebige Orientierung haben.

Die Phasenkorrektur kann außerdem mit einem Gradientenecho erfolgen, das vor dem Meßgradientenpuls GM liegt.

Weiterhin kann man durch Weglassen des Auslesegradienten GR einen FID (free induction decay, freier Induktionszerfall) erzeugen, die Frequenz oder die Phase auswerten (Zeitinformation) und die (zwei- oder dreidimensionale) Ortsinformation durch einen zusätzlichen Phasenkodiergradienten in Ausleserichtung erzeugen (bei entsprechend längerer Meßzeit).

Wie aus den vorstehenden Ausführungen ersichtlich ist, läßt sich das erfindungsgemäße Prinzip vielseitig ausgestalten. Somit kann auf einfache Weise mit einem sehr geringen Zeitaufwand eine Erfassung der diskutierten Wirbelströme vorgenommen werden. Zusätzlich können mit einem nur geringfügig größeren Zeitaufwand weitere Information über die Wirbelströme gewonnen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erfassung von Wirbelströmen, die durch geschaltete Magnetfeldgradienten eines Kernspinresonanzgerätes verursacht werden und die Kreuzterme enthalten, wobei das Verfahren folgende aufeinanderfolgende Schritte umfaßt:

a) Ein räumlich ausgedehntes Phantom wird in den Untersuchungsbereich des Kernspinresonanzgerätes gebracht,

b) ein Meßgradientenpuls (GM), der eine vorgebbare Pulsbreite (t_G) aufweist, wird eingeschaltet,

c) nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses (GM) werden wenigstens zwei, im Abstand (t_1, t_2, t_n) aufeinanderfolgende Bildgebungssequenz-Blöcke generiert, aus deren bildgebenden Signalen ein zumindest zweidimensionaler komplexer Datensatz erzeugt wird, wobei die Phaseninformation ($\phi_i(x, y)$) proportional zur Magnetfeldstärke ($B(x, y, t)$) ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, das folgende weitere Merkmale umfaßt:

c) Als Bildgebungssequenz-Blöcke dienen wenigstens zwei Gradientenecho-Blöcke, die nach dem Abschalten des Meßgradientenpulses (GM) erzeugt werden und im Abstand (t_1, t_2, t_n) aufeinander folgen, wobei in jedem Gradientenecho-Block

c1) unter Einwirkung eines Schichtselektions-Gradientenpulses (GS1, GS2, GS $_n$) ein erster schichtselektiver HF-Puls (RF1, RF2, RF $_n$) eingestrahlt wird und

c2) das dadurch erzeugte, als bildgebendes Signal dienende Gradientenecho (S1, S2, S $_n$) während der Abklingzeit des durch den Meßgradientenpuls (GM) verursachten Wirbelstromes (I_E) erfaßt wird, wobei

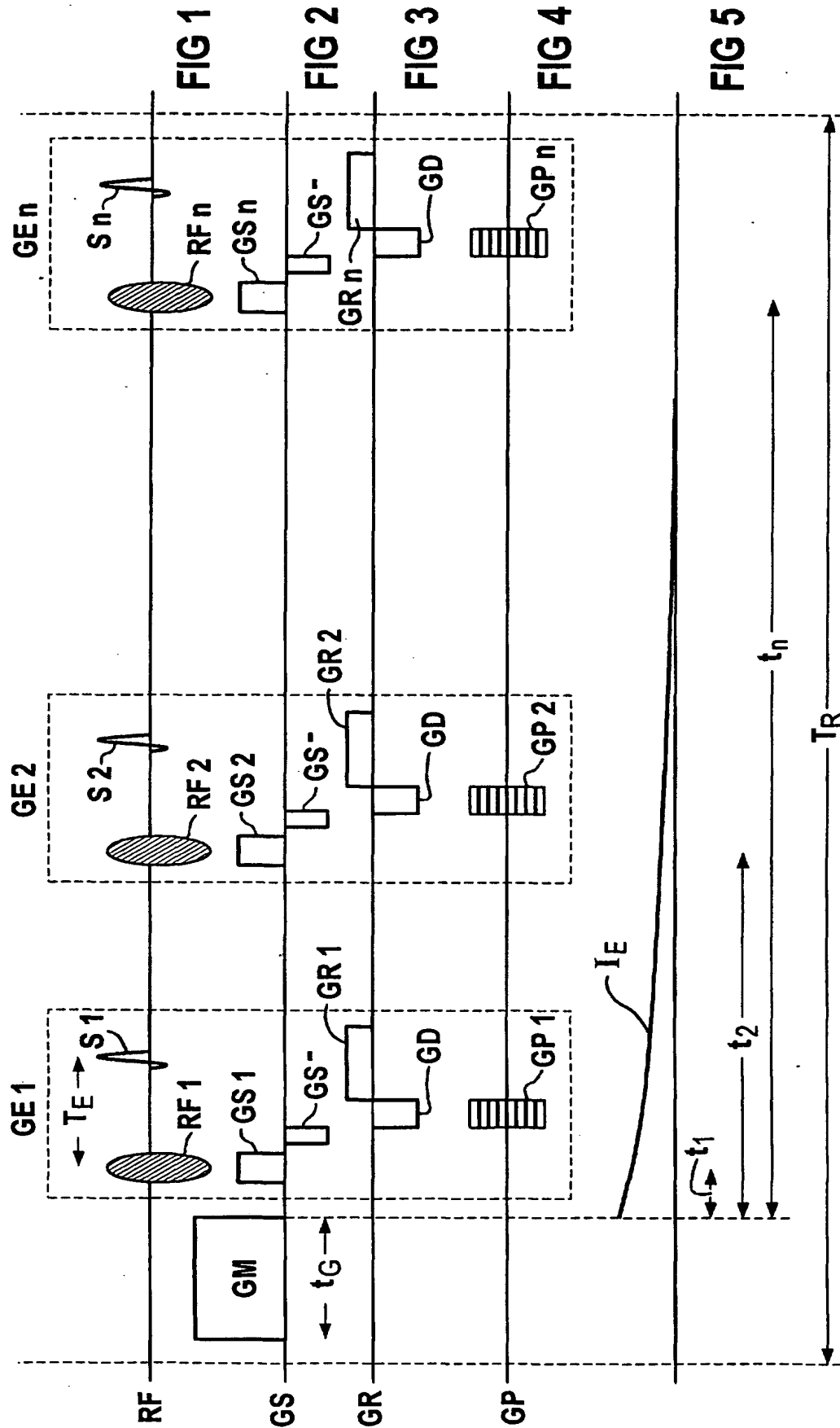
c3) jedem Gradientenecho (S1, S2, S $_n$) ein Phasenkodiergradient (GP1, GP2, GP $_n$) vorangestellt wird, c4) das Gradientenecho (S1, S2, S $_n$) wird unter einem Auslesegradienten (GR1, GR2, GR $_n$) in einer zum

Phasenkodiergradienten (GP1, GP2, GP $_n$) senkrechten Richtung ausgelesen,

d) die Schritte b) und c) werden mit einem weitergeschalteten Phasenkodiergradienten (GP1, GP2, GP $_n$) wiederholt.

3. Verfahren nach Anspruch 1, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - e) Die Schritte b) und c) werden zur Erfassung von Wirbelströmen, die Terme höherer Ordnung enthalten, mit wenigstens einer anderen Lage der selektierten Schicht wiederholt.
4. Verfahren nach Anspruch 2, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - e) Die Schritte b) bis d) werden zur Erfassung von Wirbelströmen, die Terme höherer Ordnung enthalten, mit wenigstens einer anderen Lage der selektierten Schicht wiederholt.
5. Verfahren nach Anspruch 2, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - f) Zusätzlich zum Schichtselektions-Gradientenpuls wird ein zusätzlicher Phasenkodiergradient geschaltet.
6. Verfahren nach Anspruch 2, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - g) Anstatt des Schichtselektions-Gradientenpulses wird ein zusätzlicher Phasenkodiergradient geschaltet.
7. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - h) Die Gradientenecho-Blöcke mehrerer selektierter Schichten sind ineinander verschachtelt.
8. Verfahren nach Anspruch 2, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - i) Aus den ermittelten, als bildgebende Signale dienenden Gradientenechos (S_1, S_2, S_n) wird eine Anzahl (n) von zweidimensionalen Datensätzen (i) ermittelt, die nach einer zweidimensionalen Fouriertransformation die entsprechende Anzahl (n) komplexer zweidimensionaler Bilder des Phantoms liefern, wobei diese Anzahl (n) der Zahl der Gradientenecho-Blöcke entspricht.
9. Verfahren nach Anspruch 8, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - j) Alle komplexen Datensätze (i) werden zu den Zeitpunkten (t_i) mit einem Referenz-Datensatz derart phasenkorrigiert, daß daraus Phasenbilder berechenbar sind, die den zeitlichen Abfall der Wirbelströme (I_E) zu den Zeitpunkten (t_i) darstellen.
10. Verfahren nach Anspruch 9, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - k) Als Referenz-Datensatz wird ein Datensatz gewählt, bei dem die Wirbelströme (I_E) weitgehend abgeklungen sind.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, das folgendes weiteres Merkmal umfaßt:
 - l) Die nicht-linearen Anteile der Wirbelströme (I_E) werden aus einer Entwicklung der Feldverteilung nach Kugelfunktionen berechnet.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, das folgende weitere Merkmale umfaßt:
 - m) Kompensation der nicht-linearen Anteile der Wirbelströme (I_E) durch eine Filterung der in einem Gradientenkanal erzeugten Gradientenpulse, die Wirbelströme (I_E) anregen, wobei
 - n) als Ergebnis der Filterung ein Kompensationspuls zur Verfügung steht, der auf die beiden anderen Gradientenkanäle und/oder Shimspulen des Kernspinresonanzgerätes gegeben wird.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen



- Leerseite -

THIS PAGE BLANK (USPTO)

AN: PAT 2000-377590

TI: Method for detecting eddy currents produced by magnetic field gradients of magnetic resonance imaging device involves applying gradient pulse, switching it off, and generating image-giving sequence blocks

PN: DE19859501-C1

PD: 15.06.2000

AB: The method involves introducing a spatially extending phantom into the investigation region of the MRI device. A measurement gradient pulse (GM) with a given pulse width is switched on. After the measurement gradient pulse is switched off, at least two sequential image-giving sequence blocks are generated at spacings t_1, t_2, t_n . A two- or more dimensional complex data set is produced from the image-giving signals of these blocks, whereby the phase information is proportional to the magnetic field strength.; USE - For MRI. ADVANTAGE - Cross terms of eddy current can be determined in short time in selected layer.

PA: (SIEI) SIEMENS AG;

IN: WEISSENBERGER V;

FA: DE19859501-C1 15.06.2000; US6335620-B1 01.01.2002; JP2000185029-A 04.07.2000;

CO: DE; JP; US;

IC: A61B-005/055; G01R-033/20; G01R-033/421; G01R-033/48; G01V-003/00;

MC: S01-E02A2; S03-E07A; S03-E11A; S05-D02B1;

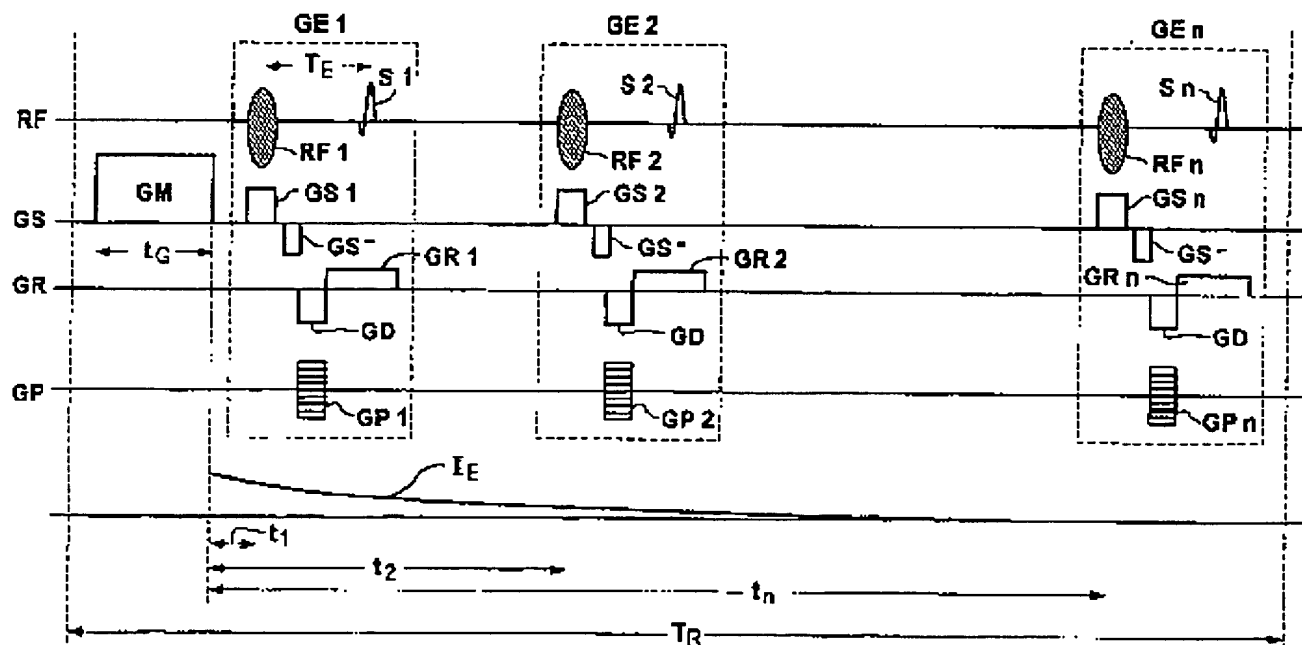
DC: P31; S01; S03; S05;

FN: 2000377590.gif

PR: DE1059501 22.12.1998;

FP: 15.06.2000

UP: 30.01.2002



THIS PAGE BLANK (USPTO)